

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-320594

(43)Date of publication of application : 05.11.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/022

A61B 5/0245

(21)Application number : 2001-127005

(71)Applicant : OMRON CORP

(22)Date of filing : 25.04.2001

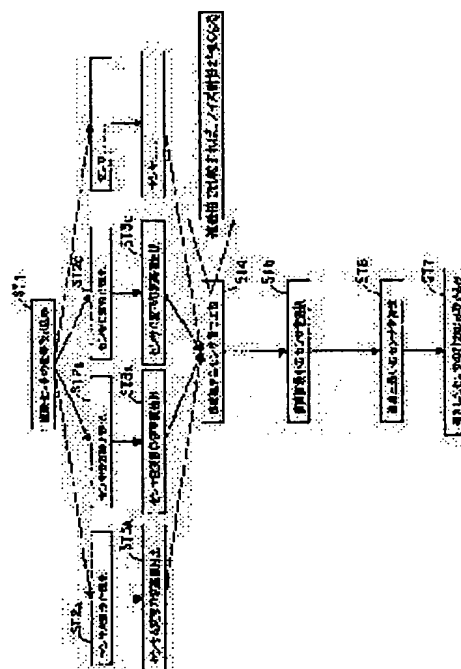
(72)Inventor : ITONAGA KAZUNOBU  
TANABE KAZUHISA  
MIYAWAKI YOSHINORI

## (54) PULSE WAVE DETECTOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately determine a pressure-sensitive element on an artery without bringing about an increase in cost.

SOLUTION: The detection waveforms of a plurality of sensors arranged in the orthogonal direction of the artery are normalized in the same phase (ST2A, ST2B, ST2C) and peak values of the same phase other than the same phase of normalization are extracted (ST3A, ST3B, ST3C) and compared with each other (ST4). The sensor minimum in the peak value is selected (ST5) to be determined as the sensor positioned on the artery (ST6) and only the output of the determined sensor is taken in (ST7).



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2002-320594

(P 2002-320594 A)

(13) 公開日 平成14年11月5日(2002. 11. 5)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/022  
5/0245

A 6 1 B 5/02 3 3 7 E 4C017  
3 3 3 B  
3 1 0 J

審査請求 未請求 請求項の数6

O L

(全8頁)

(21) 出願番号 特願2001-127005(P2001-127005)

(22) 出願日 平成13年4月25日(2001. 4. 25)

(71) 出願人 000002945

オムロン株式会社

京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町  
801番地

(72) 発明者 糸永 和延

京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町  
801番地 株式会社オムロンライフサイエ  
ンス研究所内

(74) 代理人 100084962

弁理士 中村 茂信

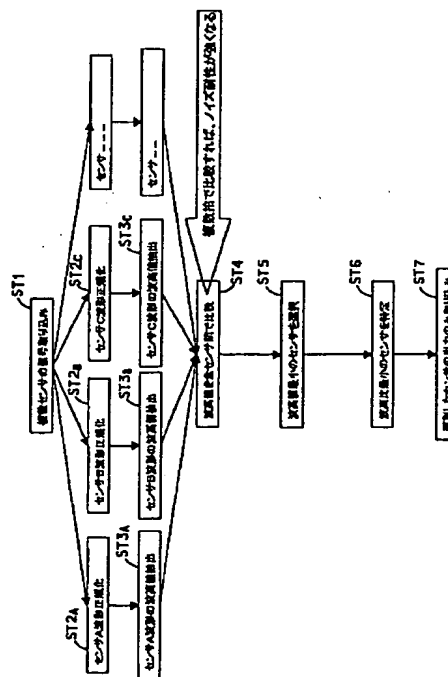
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波検出装置

(57) 【要約】

【課題】 コストアップを招くことなく、動脈上の感圧素子を精度良く決定する。

【解決手段】 動脈の直交する方向に配置された複数の各センサの各検出波形を、それぞれ同一位相で正規化し(ST 2<sub>a</sub>、ST 2<sub>n</sub>、ST 2<sub>c</sub>)、正規化の前記同一位相以外の同一位相の波高値を抽出し(ST 3<sub>a</sub>、ST 3<sub>b</sub>、ST 3<sub>c</sub>)この波高値をそれぞれ比較し(ST 4)、波高値最小のセンサを選択し(ST 5)、その選択した波高値最小のセンサを動脈1:部に位置するセンサと決定し(ST 6)、その決定したセンサの出力のみを取り込む(ST 7)。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】複数の感圧素子と、感圧素子押圧手段と、装着手段と、信号伝達手段とを有する脈波検出装置において、

前記各感圧素子の波形から波形の鋭さを表すパラメータを抽出するパラメータ抽出手段と、

このパラメータを感圧素子間で比較し、最も鋭い波形に対応する感圧素子を動脈中央部に位置する感圧素子と判断する手段と、

を有することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2】前記波形の鋭さを表すパラメータは、前記各素子の波形を同一位相で正規化した後の、前記同一位相以外の同一位相における波高値であることを特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

【請求項 3】前記波形の鋭さを表すパラメータは、前記各素子の波形をピークの時相で正規化した後の、波形の面積であることを特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

【請求項 4】前記波形の鋭さを表すパラメータは、前記各素子の波形をピークの時相で正規化した後の、所定の割合の閾値を交叉する時間幅であることを特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

【請求項 5】前記波形の鋭さを表すパラメータは、前記各素子の波形の 1 拍内において、大動脈弁閉鎖痕に相当する時相前後の面積比であることを特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

【請求項 6】前記波形の鋭さを表すパラメータは、前記各素子の波形を波形の面積で正規化した後の、最大波高値であることを特徴とする請求項 1 記載の脈波検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、体表から動脈の脈動を検出する脈波検出装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】体表から動脈内の血圧波形を簡易に抽出する脈波検出装置として、感圧素子を動脈上の体表に設置するものがある。この種の脈波検出装置では、十分に脈波を検出するには、感圧素子の動脈上への位置決め精度が重要である。そのため、従来は体表に複数の感圧素子を動脈と直交する方向に配置し、各感圧素子間の振幅関係などから動脈直上の感圧素子を選出し、この信号を動脈内の血圧波形とするものがある。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記した従来の脈波検出装置では、複数の感圧素子間の振幅関係を利用するものであるため、各感圧素子の感度（圧力-出力電圧特性）にバラツキがあると、精度の悪いものとなる。そのため、感度の同程度の感圧素子を使用するか、バラツキを管理しておく（特公平 8-2351 号）

必要がある。バラツキの管理を個別機器毎に管理することは複雑であり、また感度の同一のものを使用するの、選択に手間を要し、結果としてコストアップを招くという問題があった。

【0004】この発明は上記問題点に着目してなされたものであって、それほどコストアップを生じることなく、動脈上の感圧素子を精度良く決定し得る脈波検出装置を提供することを目的としている。

## 【0005】

10 【課題を解決するための手段】この発明の脈波検出装置は、複数の感圧素子と、感圧素子押圧手段と、装着手段と、信号伝達手段とを有するものにおいて、前記各感圧素子の波形から波形の鋭さを表すパラメータを抽出するパラメータ抽出手段と、このパラメータを感圧素子間で比較し、最も鋭い波形に対応する感圧素子を動脈中央部に位置する感圧素子と判断する手段と、を有する。

【0006】この脈波検出装置では、各感圧素子の感度にバラツキがあっても、波形の最も鋭い感圧素子を抽出し、その感圧素子を動脈直上部の感圧素子と決定することにより、最も適正な感圧素子を選択できる。

【0007】ここで、この発明の採用原理について説明する。

【0008】図 1、図 2 に複数の感圧素子 A、B、C を配置して、血管内圧を検出する場合を模式的に示す。図 1 は、最低血圧付近での状態を示し、内圧  $P_1$  とし、管壁張力を  $T$  とすると、図 1 の (a) に示す  $W_1$  の範囲に渡り、血管壁の張力  $T$  はキャンセルし、感圧素子 A、B、C の出力は、図 1 の (b) に示すように、いずれも内圧  $P_1$  に等しくなる。

30 【0009】これに対し、最高血圧付近では、図 2 に示すように、内圧  $P_2$  とすると、図 2 の (a) の如く、内圧  $P_2$  が大のため、両端の感圧素子 A、B、C への内圧は、角度  $\theta$  のため、分力を持ち、管壁張力  $T$  のキャンセル範囲は図 2 の (a) に示す  $W_2$  の範囲に狭くなる。そして、感圧素子 A、B、C の各出力は、感圧素子 B の出力が内圧  $P_2$  とすると、両端の感圧素子 A、C は血管の膨らみ、張力  $T$  の影響を大きく受け、 $P_2 \sin \theta - T \cos \theta$  となる。すなわち、図 2 の (b) に示すようになる。これより、動脈に近い感圧素子 B の出力が最高血圧付近と最低血圧付近の内圧に対応する出力が差となり、逆に感圧素子 A、C の出力差が小さい。つまり、波形変化の鋭いものが動脈上に配置された感圧素子となる。この発明は、この原理を採用して、複数個の感圧素子のどれが動脈中央部に位置するものであるかを決定するようにしたものである。

## 【0010】

【発明の実施の形態】以下、実施の形態により、この発明をさらに詳細に説明する。図 3 は、この発明が実施される脈波測定装置の構成を示すブロック図である。この脈波測定装置は、エアバック 2 と複数の感圧素子 3a、

3<sub>B</sub>、3<sub>C</sub>を有する圧脈波センサ1と、感圧素子3<sub>A</sub>、3<sub>B</sub>、3<sub>C</sub>の各出力を増幅するアンプ4<sub>A</sub>、4<sub>B</sub>、4<sub>C</sub>と、フィルタ5と、A/D変換器13、メモリ14及び演算部15を内蔵するCPU6と、エアバック2を加圧するためのポンプ7と、エアバック2の圧力を検出する圧力センサ8と、フィルタ9と、表示装置10と、入力スイッチ11と、電源12とを備えている。もともと、このような構成の脈波測定装置自体は、既に一般によく知られたものと変わるところはない。

【0011】この実施形態脈波測定装置では、感圧素子3<sub>A</sub>、3<sub>B</sub>、3<sub>C</sub>の各出力をCPU6に取り込み、CPU6内において、どの感圧素子からの波形が最も鋭いものであるか抽出し、抽出した感圧素子が動脈中央部に配置されたものであるとして、この抽出した感圧素子からの出力を検出脈波として使用する。この処理に、この発明の特徴がある。

【0012】波形の鋭さを表すパラメータとして、この発明の実施形態として種々のものがある。まず、波形の鋭さを抽出する第1のパラメータとして、各感圧素子の波形を同一位相で正規化した後の、前記同一位相以外の同一位相における波高値を使用する。具体例として、図4に示すように、大動脈弁閉鎖痕の時相イで正規化し、他の時相ロでの波高値 $\alpha$ を比較し、その最大のものを選択する。

【0013】波形の鋭さを抽出する第2のパラメータとして、ピークの時相で正規化し、その場合の他の時相の波高値を使用する。例えば、図5に示すように、各波形のピークの時相イで正規化し、他の時刻Dにおける波高値 $\alpha$ の最も低いものを鋭さ最大のものとする。この場合の信号処理例を図6に示すフロー図を参照して説明する。まず、各感圧素子3<sub>A</sub>、3<sub>B</sub>、3<sub>C</sub>の信号を取り込む(ステップST1)。次に、取り込んだ各感圧素子のそれぞれの波形を正規化する(ステップST2<sub>A</sub>、ST2<sub>B</sub>、ST2<sub>C</sub>)。続いて、正規化された各感圧素子の出力の、例えば図5の時相ロの波高値を値とする(ステップST3<sub>A</sub>、ST3<sub>B</sub>、ST3<sub>C</sub>)。続いて、求めた波高値を全センサ間で比較する(ステップST4)。この比較を複数拍にわたり実施すれば、ノイズ耐性が強くなる。

【0014】比較の結果により、最も波高値の小さいものを選択する(ステップST5)。その波高値最小の感圧素子を特定する(ステップST6)。以後、脈波検出は、選別した感圧素子の出力のみを取り込んで実施する(ステップST7)。

【0015】波形の鋭さを抽出する他の第3のパラメータとして、ピークの時相で正規化し、その後の各面積を使用する。例えば図7に示すように、ピークの時相イで、各感圧素子の出力波形を正規化し、その正規化後の各波形の面積を求め、比較する。面積最小の感圧素子を動脈中央部に位置する感圧素子であると決定する。

【0016】波形の鋭さを抽出する他の第4のパラメータとして、各波形をピークの時相で正規化した後の所定の割合の閾値と交叉する時間幅を使用してもよい。例えば図8に示すように、ピークの時相イで、各感圧素子の出力波形を正規化し、その正規化後の各波形につき、ピークからP<sub>D</sub>下がった値を閾値P<sub>TH</sub>とし、この閾値P<sub>TH</sub>と各波形の交叉する点の各時間幅T<sub>A</sub>、T<sub>B</sub>、T<sub>C</sub>を求め、時間幅の最小のものを動脈上部に位置する感圧素子と決定する。

【0017】波形の鋭さを抽出する他の第5のパラメータとして、大動脈弁閉鎖痕の時相前後の各波形の面積比を使用してもよい。例えば図9に示すように、大動脈弁閉鎖痕の時相イ前の面積 $\alpha$ と時相イよりも後方(右側)の面積 $\beta$ を求め、各波形の面積比 $\alpha/\beta$ を求め、これらの面積比を比較し、面積比の最大な感圧素子を動脈中央部に位置する感圧素子であると決定する。

【0018】波形の鋭さを抽出する他の第6のパラメータとして、各波形を面積で正規化し、その正規化された波形の波高値を用いてもよい。例えば図10に示すように、感圧素子A、Cの波形の一拍分の面積 $\beta$ と、感圧素子Bの波形の一拍分散の面積 $\alpha$ が等しくなるように面積を正規化し、その後、各波形の波高値の最大のものを抽出し、この波高値最大の感圧素子を動脈中央部に配置された素子であると決定する。

【0019】今、具体例として、動脈径が約3mmであるとし、各感圧素子A、B、Cのピッチが2mm、各素子A、B、Cの幅が0.8mmとした場合の3個の被検査体の各感圧素子A、B、Cの検出波形を図11、図12、図13に示す。このピークを時相とした場合の他の時相の波高値、つまり波高値比 $\beta/\alpha$ を求めると、図11の例では感圧素子Aが $\beta/\alpha$ が0.65、感圧素子Bが0.58、感圧素子Cが0.64、図12の例では、感圧素子Aが0.65感圧素子Bが0.59、感圧素子が0.66、更に図13の例では、感圧素子Aが0.59、感圧素子Bが0.54、感圧素子Cが0.63となっており、いずれも感圧素子Bが動脈中央部に位置することを確実に決定し得ることがわかる。

【0020】

【発明の効果】この発明によれば、複数の感圧素子から動脈中央部に位置する感圧素子を決定するのに、各感圧素子の出力波形の波形の鋭さを表すパラメータを抽出し、このパラメータを素子間で比較して最も鋭い波形に対応する素子を選択するものであるから、各素子間の感度差を考慮する必要がなく、感度の管理に必要な分、コストを削減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の採用原理を説明する図であって、最低血圧付近の各感圧素子の出力を示す図である。

【図2】同この発明の採用原理を説明する図であって、最高血圧付近の各感圧素子の出力を示す図である。

【図 3】この発明が実施される脈波測定装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】同実施形態脈波測定における脈波検出信号を取り込む感圧素子を選択するための各波形の鋭さ検出方法を説明する図である。

【図 5】各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法の他の例を説明する図である。

【図 6】上記実施形態脈波測定装置において、同各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法を用いて、脈波を検出する感圧素子を選択する処理を説明するフロー図である。

【図 7】各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法の更に他の例を説明する図である。

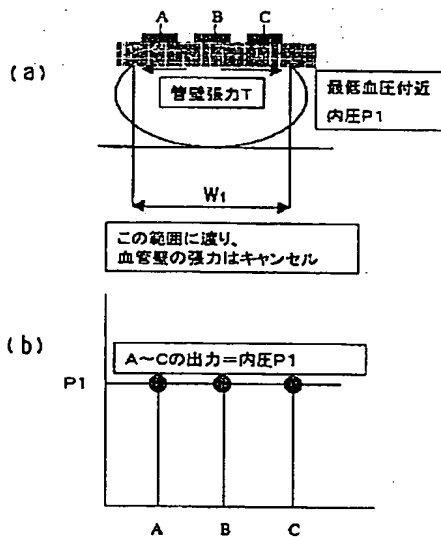
【図 8】各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法の更に他の例を説明する図である。

【図 9】各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法の更に他の例を説明する図である。

【図 10】各感圧素子の出力波形の鋭さ検出方法の更に他の例を説明する図である。

【図 11】上記実施形態脈波測定装置の各感圧素子による被測定者の出力波形例を示す図である。

【図 1】



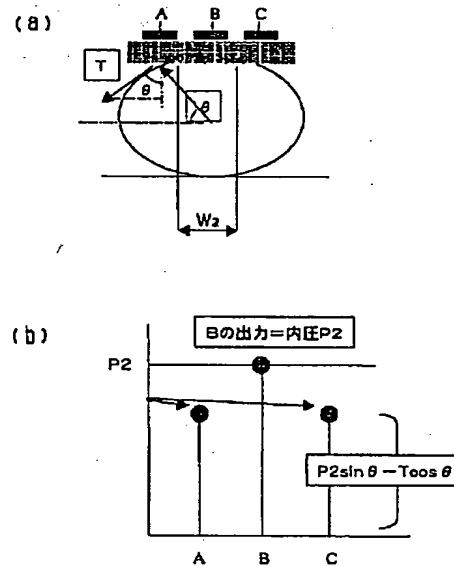
【図 12】上記実施形態脈波測定装置の各感圧素子による他の被測定者の出力波形例を示す図である。

【図 13】上記実施形態脈波測定装置の各感圧素子による更に他の被測定者の出力波形例を示す図である。

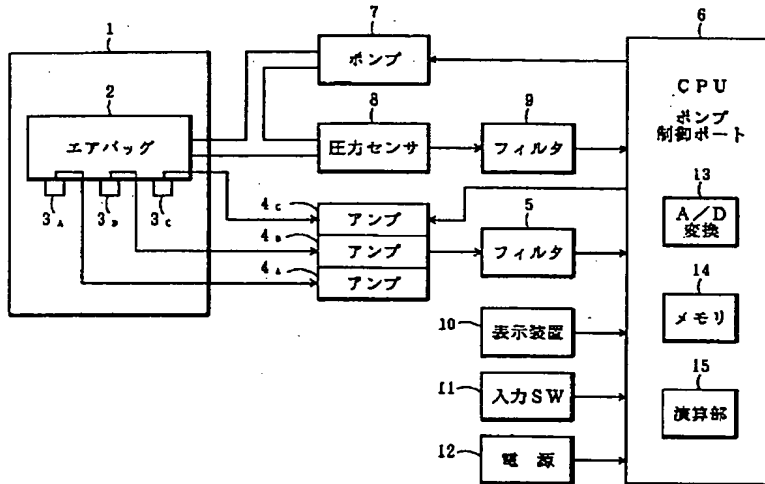
【符号の説明】

1	圧脈波センサ
2	エアバック
3 <sub>A</sub> 、3 <sub>B</sub> 、3 <sub>C</sub>	感圧素子
4 <sub>A</sub> 、4 <sub>B</sub> 、4 <sub>C</sub>	アンプ
5	フィルタ
6	CPU
7	ポンプ
8	圧力センサ
9	フィルタ
10	表示装置
11	入力SW
12	電源
13	A/D変換部
14	メモリ
15	演算部

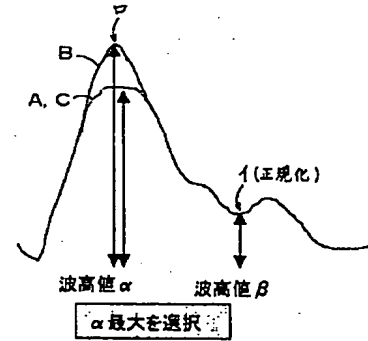
【図 2】



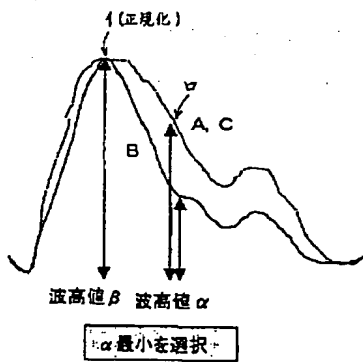
【図3】



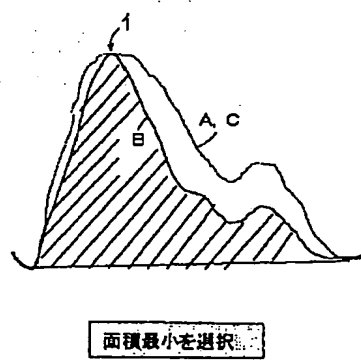
【図4】



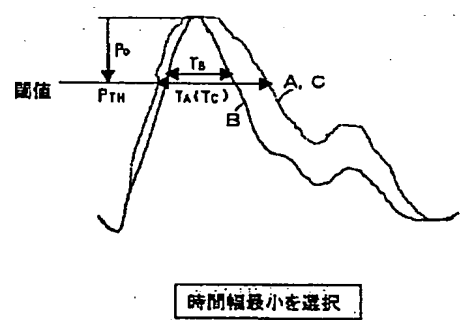
【図5】



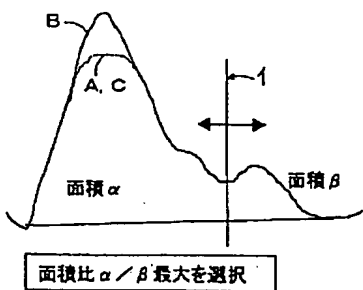
【図7】



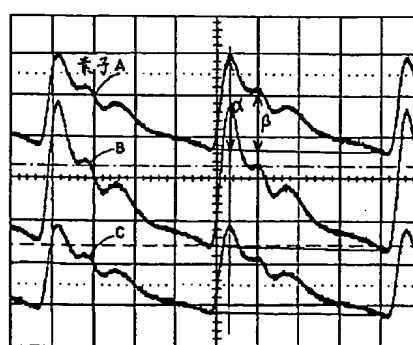
【図8】



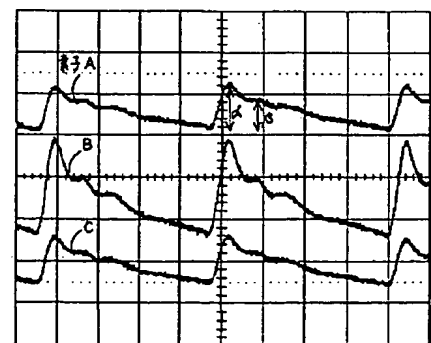
【図9】



【図11】



【図12】

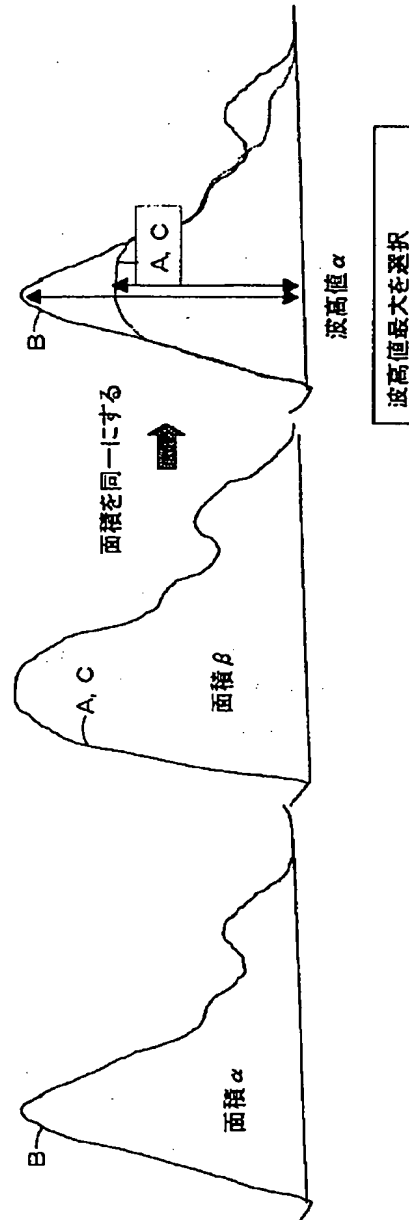


```

graph TD
    ST4[ST4] --> ST5[波高値最小のセンサを選択]
    ST5 --> ST6[波高比最小のセンサを特定]
    ST6 --> ST7[選別したセンサの出力のみ取り込み]

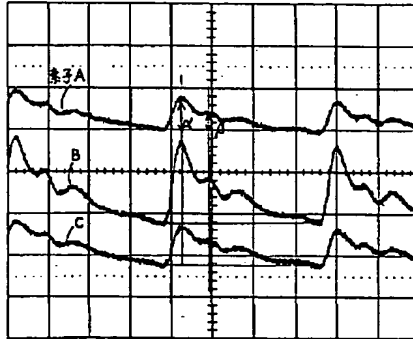
```

【図10】





【図13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 田部 一久  
京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町  
801番地 株式会社オムロンライフサイエ  
ンス研究所内

(72)発明者 宮脇 義徳  
京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町  
801番地 株式会社オムロンライフサイエ  
ンス研究所内

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AB01 AC03 BC11  
BC17 FF15